

# **Serienoptometrie mit der Spaltlampe**

von

**Cordt Riesenkampff**

aus

**Riga/Lettland**

**19 69 № 297**



Aus der Augenklinik  
der Universität Erlangen-Nürnberg  
Direktor: Professor Dr. E. Schreck

---

# **Serienoptometrie mit der Spaltlampe**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

**Cordt Riesenkampff**

aus

**Riga/Lettland**

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät der  
Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Professor Dr. med. dent. Adolf Krönke  
Referent: Professor Dr. med. Robert Siebeck  
Coreferent: : Professor Dr. med. Eugen Schreck

Tag der mündlichen Prüfung: 22.7.1969

Für die Überlassung des Themas und die lebens-  
würdige Unterstützung bei der Durchführung der  
Arbeit möchte ich Herrn Prof. R. Siebeck herz-  
lich danken.

Mein Dank gilt auch Erl. Fuchs, die mir bei den  
photographischen Arbeiten half und sich sehr hilfs-  
bereit zeigte.

## Inhaltsverzeichnis

|                                        | Seite |
|----------------------------------------|-------|
| Einleitung                             | 1     |
| Geschichte der Akkomodationstheorie    | 2     |
| Methodik:                              |       |
| Versuchspersonen                       | 7     |
| Mydriatikum                            | 7     |
| Gerät                                  | 8     |
| Einstellung des optischen<br>Schnittes | 11    |
| Filmmaterial                           | 13    |
| Auswertung                             | 13    |
| Untersuchungsergebnisse                | 15    |
| Diskussion                             | 27    |
| Zusammenfassung                        | 31    |
| Literaturverzeichnis                   | 32    |
| Lebenslauf                             |       |

Die Fähigkeit des Auges durch Änderung der Brechkraft verschieden entfernte Objekte auf der Netzhaut scharf abzubilden, beruht auf der Formveränderung der Linse. Diesen Vorgang bezeichnet man als Akkommodation, der aktiv durch Kontraktion des Ziliarmuskels und passiv infolge Eigenelastizität der Linse bewirkt wird.

Die akkommodativen Krümmungsänderungen der Linse wurden mit Hilfe von Spiegelbildern an der Hornhaut bestimmt bis zur Entwicklung der Spaltlampe - ein Werk GULLSTRANDS in Zusammenarbeit mit der Firma Zeiss. Die Spaltlampe und die Weiterentwicklung der Spaltlampenphotographie 1930 durch THIEL schufen neue Möglichkeiten zur Erforschung des Augeninneren.

Beleuchtet man die brechenden Medien des Auges mit einem scharf fokussierten Lichtstrahl, so sieht man diese brechenden Medien wie in einem histologischen Schnitt vor sich (Abb. 5); daher hat GULLSTRAND hierfür die Bezeichnung "optischer Schnitt" geprägt.

Die Kombination der Spaltlampe mit einem Elektronenblitz ermöglicht die direkte Beobachtung und photographische Aufzeichnung von akkommodativen Linsenformänderungen, die Voraussetzung für eine Berechnung der Linsenkrümmungen.

Unsere Aufgabe war es bei unterschiedlicher Akkommodation die Größe der Krümmungsradien von Linsenvorder- und Linsen hinterfläche zu bestimmen; Zweck der Arbeit war vor allem Einzelbeobachtungen von BAUER bzw. GATTERMANN, die mit den bisherigen Vorstellungen, besonders bezüglich der Linsen hinterfläche, in Widerspruch standen, an einer größeren Untersuchungsreihe auf ihre Richtigkeit zu überprüfen.

## Geschichte der Akkommodationstheorie

Die Fähigkeit des Auges, Gegenstände zwischen Nah- und Fernpunkt scharf abzubilden, hat schon in der Vergangenheit Forscher interessiert und zu verschiedenen Theorien des Akkommodationsmechanismus angeregt.

1. KEPLER, aus dessen Sehtheorie sich zwangsläufig die Notwendigkeit der Akkommodation ergab, vertrat die Ansicht die Linse werde durch willkürliche Zusammenziehung des Ziliarkörpers verschoben.

2. 1619 beobachtete SCHEINER bei seinen Versuchen eine Verengung der Pupille beim Fixieren naher Gegenstände.

3. MAGENDIE sprach dem Auge die Fähigkeit zu, ohne brechenden Mechanismus Bilder verschieden entfernter Objekte am gleichen bzw. annähernd gleichen Ort abzubilden.

4. Eine Veränderung der Hornhautkrümmung nahmen Wissenschaftler des 18. Jahrhunderts als notwendige Brechkraftsänderung an.

5. Eine Formveränderung des Augapfels durch Synergismus bestimmter Augenmuskelgruppen, wodurch der Abstand Netzhaut - Linse vergrößert bzw. verkleinert wird, dienten manchen Forschern als Erklärung.

6. Die Ansicht, die Linse verändere bei Akkommodation ihre Form, wurde schon 1677 von DESCARTES vertreten, blieb aber bis zu den Arbeiten von CRAMER, LANGENBECK und HELMHOLTZ (8) ohne Bedeutung.

1849 untersuchten CRAMER, zwei Jahre später LANGENBECK und HELMHOLTZ unabhängig von einander die Änderung der Linsenkrümmungen bei Akkommodation mit Hilfe der PURKINJE - SANSON'schen Spiegelbildchen.

HELMHOLTZ begründete auf diesen Untersuchungen und mathematischen Berechnungen seine heute noch allgemeingültige Theorie vom Akkommodationsvorgang.

Danach ist die Linse infolge ihrer Kapseleigenschaften ein elastischer Körper, dessen Form durch den Zug der Zonula bestimmt wird. Bei Erschlaffung des Ciliarmuskels wird die Zonula gespannt und die Linse gedehnt, das Auge entakkommodiert; bei Kontraktion des Ciliarmuskels wird die Zonula entspannt, dadurch nähert sich die Linse infolge ihrer Elastizität mehr der Kugelgestalt. Durch die Verkleinerung der Linsenradien wird auch die Brennweite der Linse und damit des Auges verkürzt, das Auge wird optisch in die Nähe eingestellt.

1841 beobachtete HUECK ein Verrücken des Linsenscheitels bei Akkommodation, das HELMHOLTZ auf die Zunahme des axialen Linsendurchmessers führt. Durch die Veränderung der Pupillenweite werde eine Vergrößerung der Abbildungstiefe des Auges erreicht.

Die Brechkraftszunahme des Auges resultiert nach Ergebnissen von HELMHOLTZ und GULLSTRAND (8) aus der Änderung der Linsenkrümmungen, besonders der Linsenvorderfläche. Die Linsenhinterfläche erfährt keine bzw. nur eine geringfügige Änderung.

Tab. 1. Ort- und Krümmungsradien der brechenden Medien des Auges bei Akkommodation nach HELMHOLTZ und GULLSTRAND

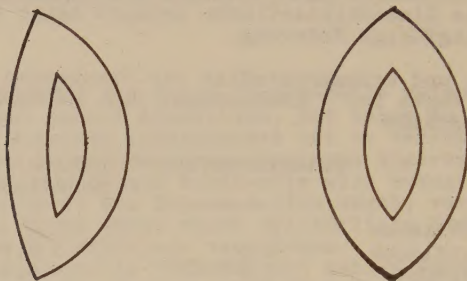
| <u>Ort</u>             | entakkommodiert | maximale Akkommodation |
|------------------------|-----------------|------------------------|
| vord. Hornhautfläche   | 0               | 0                      |
| hint. Hornhautfläche   | 0,5             | 0,5                    |
| vord. Linsenfläche     | 3,6             | 3,2                    |
| hint. Linsenfläche     | 7,2             | 7,2                    |
| <u>Krümmungsradien</u> |                 |                        |
| vord. Hornhautfläche   | 7,7             | 7,7                    |
| hint. Hornhautfläche   | 6,8             | 6,8                    |
| vord. Linsenfläche     | 10,0            | 5,33                   |
| hint. Linsenfläche     | 6,0             | 5,33                   |
| <u>Brechkraft</u>      |                 |                        |
| Hornhaut               | 43,05           | 43,05                  |
| Linsensystem           | 19,11           | 33,06                  |
| Vollsystem             | 58,64           | 70,57                  |

Die geringe Änderung der Linsenhinterfläche erklärt HELMHOLTZ durch den Ansatz aller Zonulafasern am peripheren Teil der vorderen Linsenkapsel; FINCHAM (3) bestätigte HELMHOLTZ's Ergebnisse, machte aber für die geringe Änderung die Eigenschaften der hinteren Kapsel verantwortlich.

GULLSTRAND (7) fand die Refraktionszunahme des Auges durch die Änderung der Linsenkrümmungen nicht ausreichend erklärt und nahm zusätzlich noch einen intrakapsulären Akkommodationsmechanismus an. Seiner Ansicht nach stellt die Linsensubstanz ein heterogenes Medium dar, in dem sich der Brechungsindex von Punkt zu Punkt ändert. Die Linse besteht aus Linsenteilchen, deren Verschiebung durch Akkommodation eine formale Änderung des Gesamtindex verursacht.

Die Richtung der Verschiebung erklärt G. folgendermaßen: "Ein Vergleich des Verlaufs der Isoindizialflächen in der ruhenden und akkommodierten Linse lehrt unmittelbar, daß die bei der Dickenzunahme der Linse stattfindende Verschiebung einzelner Teilchen in der Richtung nach der Achse zu den größten Betrag in der Äquatorialebene erreicht, und daß hier die der Linsenachse näher liegenden Teilchen sich mehr verschieben als die näher dem Äquator gelegenen."

Abb. 1. Formveränderung der Kern- und Rindenschicht der Linse bei Akkommodation



GULLSTRAND schreibt der intrakapsulären Akkommodation die Hälfte der Brechkraftzunahme des gesamten dioptrischen Apparates zu.

KLEIFELD (11) nimmt aufgrund seiner Forschungen - er untersuchte den Linsenstoffwechsel - ein aktives Mitwirken der Linsenfasern am intrakapsulären Akkommodationsmechanismus an.

H. K. MUELLER kam zu ähnlichen Ergebnissen.

HESS (9) bestätigte die Theorie von HELMHOLTZ und fand zusätzlich, daß bei maximaler Entspannung der Zonula, die Linse ihrer Schwerkraft folgend, um 0,25 - 0,3 mm absinkt und bei kurzen, schnellen Augenbewegungen schlottert.

TSCHERNING (22) und v. PFLUGK stellten ähnliche Ergebnisse der Krümmungsänderung der Linsenradien fest, nahmen aber einen anderen Akkommodationsmechanismus an.

Neuere Untersuchungen haben ergeben, daß die Ruhelage der Akkommodation weder der Einstellung auf den Fernpunkt noch auf den Nahpunkt entspricht. Die heutige Ansicht ist, daß der Ciliarmuskel durch antagonistische sympathisch-parasympathische Innervation gesteuert wird.

In einer jüngst veröffentlichten Literaturarbeit über die Akkommodation stellt MEIER (14) fest, die Mehrzahl der Autoren stimme mit HELMHOLTZ's Ergebnissen überein.

Weniger berücksichtigt wurde dabei Arbeiten, die für den Bereich der Linsenhinterfläche abweichende Resultate ergaben.

ADAMÜCK und WOINOW (1) führten an Versuchspersonen, die älter als 50 Jahre waren, opthalmometrische Messungen durch und stellten bei Akkommodation eine Vergrößerung der Hinterflächenwölbung um  $1/5$  fest (HELMHOLTZ und KNAPP (12): Linsenhinterfläche ändert ihren Radius um  $1/12$ ). In einigen

Fällen beobachteten sie eine größere Änderung der Hinterfläche im Vergleich zur Vorderfläche.

Mit dem von TSCHERNING (22) entwickelten Ophtalmophakometer arbeiteten KARPE (10), BESIO, MAKLAKOW und NORDENSEN; die Berechnungen erstellten sie mit HELMHOLTZ's dioptrischen Formeln. MAKLAKOW untersuchte an 40 Versuchspersonen die Linsenhinterfläche und fand bei 23 Personen im Mittel eine Abnahme des Radius um 13 %, bei den übrigen Werte bis um 40 %.

Auf ein kleineres Untersuchungsgut beschränkten sich KARPE (9 Vp.), BESIO (4 Vp.) und NORDENSEN; ihre Ergebnisse schwanken zwischen 17 und 20 % für die LHF.

Tab. 2. Änderung des Krümmungsradius der Linsenhinterfläche bei Akkommodation.

|                                     | Fernpunkt-<br>Einstellung | Nahpunkt-<br>einstellung | Änderung<br>in % |
|-------------------------------------|---------------------------|--------------------------|------------------|
| <b>v. HELMHOLTZ:</b>                | 5,83                      | 5,83                     | 0                |
|                                     | 5,13                      | 5,13                     | 0                |
|                                     | 5,37                      | 5,37                     | 0                |
| <b>KNAPP:</b>                       | 5,3546                    | 4,6585                   | 13               |
|                                     | 5,4867                    | 4,9536                   | 10               |
|                                     | 6,9012                    | 5,6098                   | 18,7             |
|                                     | 6,4988                    | 5,0855                   | 21,8             |
| <b>ADAMÜCK und<br/>WOINOW:</b>      | 6,0635                    | 4,6941                   | 22,8             |
|                                     | 6,2156                    | 5,0001                   | 19,5             |
|                                     | 7,6008                    | 6,3792                   | 16               |
|                                     | 6,5331                    | 5,6293                   | 13,9             |
| <b>MANDELSTAMM<br/>und SCHÖLER:</b> | 6,4088                    | 5,0494                   | 11,2             |
|                                     | 6,331                     | 5,664                    | 10,5             |
| <b>REICH:</b>                       | 6,5875                    | 4,9872                   | 24,3             |
|                                     | 5,5373                    | 4,5825                   | 17               |
|                                     | 6,2229                    | 5,1976                   | 16,5             |
| <b>WOINOW:</b>                      | 6,2480                    | 4,9714                   | 20,4             |
| <b>BESIO:</b>                       | 6,30                      | 5,15                     | 18,2             |
|                                     | 5,60                      | 4,48                     | 20,0             |
|                                     | 5,20                      | 4,34                     | 16,6             |
|                                     | 5,13                      | 4,28                     | 16,6             |

Die bisherige Messung der Krümmungsradien beruhte auf Größenmessung der entsprechenden Spiegelbildchen.

Die Entwicklung der Spaltlampe und die Möglichkeit mit Hilfe des Elektronenblitzes photographische Aufnahmen aller brechenden Flächen gleichzeitig herstellen und aus projizierten Negativen ungestört auswerten zu können,

erweckte die Hoffnung auf methodische Verfeinerung. Erste Versuche der Spaltlampenphotographie von THIEL (1930) und von GOLDMANN (1940) wurden den hohen Genauigkeitsforderungen für Messzwecke nicht gerecht.

Das Prinzip der Spaltlampe: eine Beleuchtungsquelle wird, durch Kollektorsystem und Spaltblende gebündelt, unter einem bestimmten Winkel auf das Auge abgebildet. Das Licht tritt durch Hornhaut und Linse hindurch und wird von diesen reflektiert (Tyndall-Phänomen); diesen sichtbaren optischen Schnitt kann man durch ein im Gerät eingebautes Mikroskop betrachten.

Beleuchtungseinrichtung und Mikroskop sind so gekoppelt, daß sie längs des Beleuchtungsbüschels verschoben und alle Ebenen, die deutlich abgebildet sind, durch eine aufmontierte Kamera photographiert werden können. Die mangelnde Schärfentiefe der Spaltbilder - die geringe Lichtstärke des optischen Schnittes erfordert große Objektivaperturen und geringe Spaltbreiten - ist der Grund für diese fraktionierte Aufnahmetechnik.

NIESEL (16) gelang es erst 1966 mit Hilfe des SCHEIMPFLUGSCHEN Prinzips den ganzen Bereich einer Linse mit einer Aufnahme scharf abzubilden. Er baute seine Apparatur so, daß die Bildebene, der Film, nicht parallel, sondern schräg zur Objektebene steht. Objektebene, Objektivebene und Bildebene schneiden sich in einer Geraden, so daß jeder Punkt des Objektes in der Bildebene fokussiert ist. Die Objektebene, sie entspricht dem optischen Schnitt, wird durch diese Anordnung in ihrer Gesamtheit scharf abgebildet.

## Methodik

### Versuchspersonen

Für die Versuchsreihe kam nur ein altersmäßig bestimmter normalsichtiger Personenkreis in Frage mit möglichst großer Akkommodationsbreite, da wegen der unvermeidlichen Miosis infolge des hellen Spaltlichtes ohnedies nicht die gesamte Akkommodation ausgenutzt werden konnte. Erwünscht war ein photographierbarer Akkommodationsbereich von mindestens 8 Dioptrien (dpt). Das Durchschnittsalter betrug 19 Jahre; die jüngste Versuchsperson zählte 10, die älteste 27 Jahre.

Optometrische Aufnahmen mit der Spaltlampe bedingen große Ruhe und Konzentrationsfähigkeit der Probanden; jede geringste Augenbewegung mußte sofort korrigiert werden durch eine Neueinstellung der ganzen Apparatur. Allzu jugendliche Personen erfüllten aus diesem Grunde nicht die Voraussetzungen; die obere Altersgrenze wurde durch den physiologischen Elastizitätsverlust der Augenlinse, der sich in einer Abnahme des Akkommodationsbereiches bemerkbar macht, festgelegt und lag bei knapp 30 Jahren.

Untersucht wurde an 20 normalsichtigen Personen das linke Auge; bei der Hälfte erwies sich auch das rechte Auge für die Akkommodationsversuche geeignet, so daß insgesamt 30 Augen auf ihre akkommodativen Veränderungen der Linsenkrümmungen unter gleichen Versuchsbedingungen erfaßt wurden.

### Mydriatikum

Beobachtung und Photographie der akkommodativen Linsenveränderung mit der Spaltlampe erfordern eine maximal weitgestellte Pupille und möglichst uneingeschränkte Ciliarmuskeltätigkeit.

Präparate, wie Homatropin, Links-Glaukosan oder Roche-Mydriatikum erfüllten zur vollsten Zufriedenheit erste Bedingung; die Akkommodation wurde jedoch so sehr eingeschränkt bzw. aufgehoben, daß sich diese Mittel als ungeeignet erwiesen.

Zur Verwendung gelangte das Mydriatikum Veritol der F. Knoll, das die Akkommodationsfähigkeit praktisch nicht beeinträchtigte, dessen mydriatische Eigenschaften aber weniger vollständig waren: auch eine maximal weitgestellte Pupille reagierte noch in manchen Fällen auf das helle Spaltlicht mit einer Verengung.

Die vorgeschriebene Dosierung von 1 - 2 Tropfen wurde generell auf 2 - 3 Tropfen erhöht, die in einem Zeitabstand von 5 Minuten verabreicht wurden. Das linke Auge war im allgemeinen leichter mit Veritol sympathikomimetisch zu beeinflussen; rechts wurde grundsätzlich 1 Tropfen höher dosiert. Alle in Frage kommenden Versuchspersonen waren Rechtshänder. Dennoch erwies sich Veritol für manche Probanden, deren linkes Auge gut auf dieses Medikament mit

Mydriasis reagierte, auch bei wiederholten Versuchen am rechten Auge als zu schwach: jedesmal reagierte die Pupille auf das Spaltlicht mit Miosis und die Versuche mußten abgebrochen werden.

Die Wirkung trat 15 - 20 Minuten nach dem letzten Tropfen ein und hielt nur eine Viertelstunde an; während dieser Zeit mußten alle Aufnahmen gefertigt werden.

Eine nochmalige Pupillenerweiterung nach Ablauf dieser Zeit war auch mit größtmöglicher Veritol-Dosierung nicht zu erreichen.

### Gerät

Alle Untersuchungen wurden mit dem gleichen Gerät durchgeführt: einer Spaltlampe der Fa. Zeiss No. 15470. Auf dem Beobachtungsarm war eine Kleinbildkamera, Marke Zeiss Contarex montiert, gekoppelt mit einem Elektronenblitz im Beleuchtungsarm.

Zusätzlich wurde von uns ein Handoptometer nach SCHOBER (19) (hergestellt von der Fa. Rodenstock) auf die Spaltlampe montiert. Die optischen Achsen von Spaltlicht und Akkommodometer wurden in gleicher Höhe justiert, der Winkel zwischen beiden betrug bei allen Versuchen  $30^{\circ}$ . Zwischen Akkommodometer und Beobachtungsarm wurde der gleiche Winkel eingestellt, d.h. der Beleuchtungs- und Beobachtungsarm hatten insgesamt einen Winkel von  $60^{\circ}$ .

Auf die Einhaltung der Winkel wurde genauestens Wert gelegt, da nach BAUER (2) Winkelunterschiede von  $1^{\circ}$  auf den Aufnahmen deutliche Veränderungen hervorrufen.

Das Handoptometer dient 1. der Einstellung des Akkommodationszustandes, 2. der Einstellung der Blickrichtung und 3. durch sein Hornhautspiegelbild der Reproduktion des Linsenortes. Es besteht aus einer beleuchteten Scheibe mit Zahlenreihen, auf einer in Dioptrien geeichten Schiene verschiebbar angebracht, und einer Linse von + 12,5 dpt. Die Optometerscheibe stammte aus dem Gerät Visutest-C der Fa. Moeller/Wedel und wurde gegen die serienmäßige ausgetauscht. Vier Reihen mit Zahlen abnehmender Größe, den sogenannten Optotypen, sind auf der zur Hälfte aus rotem und grünem Glas bestehenden Scheibe aufgedruckt.

Die rot-grün Felderung findet ihren Sinn in der unterschiedlichen Wellenlänge beider Farben, die eine genauere Überprüfung der Akkommodationsgrenzwerte erlaubt: langwellige rote Strahlen werden schwächer gebrochen als grüne Strahlen (größerer Brechungsindex für grün). Bei maximaler Akkommodation sieht der Proband eine Zahl im roten Bereich schon verschwommen, welche im grünen noch ganz deutlich erkennbar ist. Im entakkommodierten Zustand verhält es sich umgekehrt: eine im grünen Bereich schon undeutliche Zahl ist für die Versuchsperson in entsprechender Größe in der roten Testhälfte noch klar zu sehen.

Fixiert die Versuchsperson durch die vorgeschaltete Linse von + 12,5 dpt eine Zahl auf der Optometerscheibe und

sieht diese scharf, so hat sie automatisch auf die eingestellte Dioptrienzahl akkommodiert.

Die Wirkungsweise des SCHÖBER'schen Handoptometers beruht auf dem Prinzip des telezentrischen Strahlenganges d.h. die Änderung des Abstandes Objekt-Linse hat keinen Einfluß auf die Perspektive.

SIEBECK (21) schreibt in "Optik des menschlichen Auges": "Die Abbildung des Projektionszentrums gibt die Möglichkeit, die natürliche Perspektive aufzuheben oder umzukehren. Unter 'natürliche' Perspektive verstehen wir dabei die Perspektive, wie sie durch einfache Zentralprojektion vermittelt wird und wie sie praktisch auch im menschlichen Auge verwirklicht ist. Man kann die Aperturblende aber auch so legen, daß sie in den einen Brennpunkt eines Linsensystems (bzw. einer Linse) zu liegen kommt. Dann liegt, falls die Aperturblende auf der Bildseite angenommen wird, das dingseitige Projektionszentrum im Unendlichen, man hat also eine Parallelstrahlenprojektion durchgeführt und damit die bei der 'natürlichen' Zentralperspektive auftretende Verkleinerung ferner Gegenstände aufgehoben.

Bei diesem Abbildungsvorgang bleibt auch der Vergrößerungskoeffizient konstant, da die Abbildung telezentrisch erfolgt, oder, anders ausgedrückt, weil das bildseitige Projektionszentrum und damit das Hauptstrahlenbündel von der Vergenzänderung nicht betroffen wird. Damit bietet der telezentrische Strahlengang die Möglichkeit, eine Vergenzänderung der Öffnungsstrahlenbündel ohne gleichzeitige Änderung der Hauptstrahlenbündel und damit der Vergrößerungskoeffizienten zu erreichen."

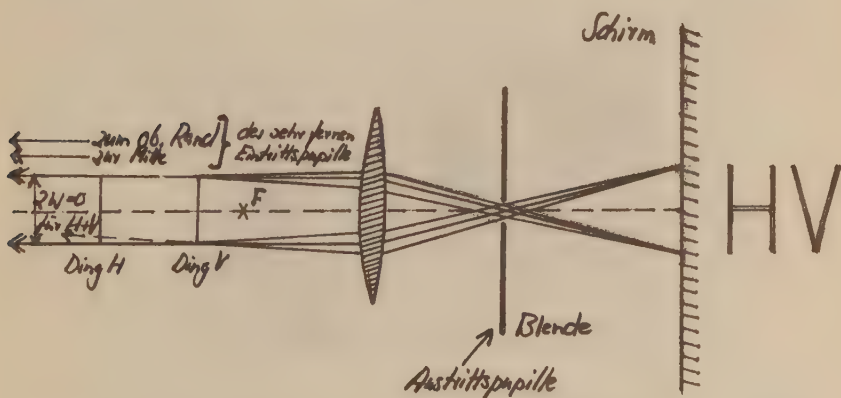
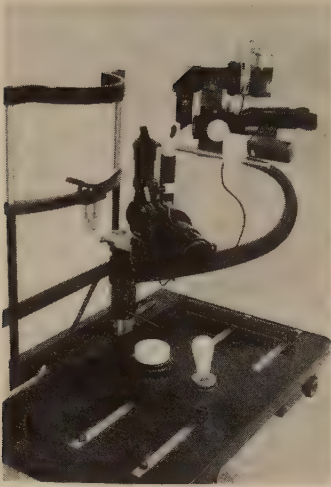


Abb. 2. Telezentrischer Strahlengang

Die Blende wird in den bildseitigen Brennpunkt  $L'$  geschoben. Dadurch wird das dingseitige Projektionszentrum (die Mitte der Eintrittspupille) links ins Unendliche verlegt, die beiden Bilder von H und V werden auf der Mattscheibe gleich groß. "Telezentrischer Strahlengang."



Von BAUER (2) wurde zusätzlich noch am gemeinsamen Sockel von Beleuchtungs- und Beobachtungsarm der Spaltlampe Zeiger und eine Skala angebracht, die der genauen Winkeleinstellung zwischen Akkommodometerstativ und Mikroskop diente.

Abb. 3. Spaltlampe mit zusätzlich montiertem Optometer



Abb. 4. SCHÖBER'sches Handoptometer

### Einstellung des optischen Schnittes

Beim Betrachten der Optotypen wird an der Cornea der Versuchsperson ein scharfes, deutlich erkennbares Bild der Akkommodometerscheibe reflektiert. Dieses Spiegelbild diente als Bezugspunkt für den optischen Schnitt; es wurde genau in das zentrale Intervall der Linse, zwischen die beiden inneren Embryonalkernzonen, eingestellt. Durch die Feststellung der Blickrichtung der Versuchsperson auf die Akkommodometerscheibe und die Einstellung des Spiegelbildchens in das zentrale Linsenintervall wurde der Ort der Schnittebene konstant gehalten.

Bei der Versuchsdurchführung ermöglichte es die Technik der Spaltlampe Beleuchtungsbüschel und Akkommodometerspiegelbild in die gewünschte Lage zur Linse einzustellen. Auf den Photographien erscheint das Spiegelbild nicht, da es im Moment der Aufnahme infolge seiner geringen Leuchtstärke vom Elektronenblitz überstrahlt wird.

Die mangelnde Schärfentiefe der Spaltbilder, die NIESEL (17) durch das SCHEIMPFLUG'sche Prinzip löste, wurde durch fraktionierte Photographie ausgeglichen.

Im linken Okular des Spaltlampenmikroskops befindet sich eine Meßskala, unterteilt in 90 Teilstriche. BAUER fand in seinen Versuchen die genaueste Einstellung für die Linsenvorderfläche bei Teilstrich 60, Linsenmitte 40 und für die Linsen hinterfläche bei Teilstrich 20. Der Untersucher brauchte z.B. bei der Aufnahme der Linsenvorderfläche, nach Einstellen des Akkommodometerspiegelbildchens in das zentrale Intervall der Linse, nur Teilstrich 60 mit der Rot-Grün Grenze des Spiegelbildchens zur Deckung zu bringen. Nach dieser Methode wurden die jeweiligen Linsenflächen nacheinander photographiert.

Beobachtungs- und Beleuchtungsarm bilden mit der optischen Achse des Handoptometers je einen Winkel von  $30^\circ$ . Bei unseren Versuchen fällt also die Blickrichtung der Versuchsperson mit der optischen Achse des Akkommodometers zusammen. Der optische Schnitt, er wird dadurch sichtbar, daß die vom Beleuchtungsbündel getroffenen Schnittflächen der Cornea, LVF und LHF bzw. deren Teilchen durch Tyndall Effekt das Licht reflektieren, läßt auf der Aufnahme die verschiedenen Linsenzonen deutlich erkennen und ausmessen.

Diese photographierten Linsenkrümmungen sind folgenden Fehlerquellen unterworfen:

1. Durch Beobachtungs- und Beleuchtungswinkel stellt das optische Schnittbild in Wirklichkeit eine Schrägprojektion dar.
2. Die verschiedenen Linsenzonen werden von Beleuchtungsbüscheln nicht im gleichen Abstand von der optischen Achse geschnitten. BAUER zeigte, daß die von der optischen Achse weiter entfernten Flächen eine stärkere Krümmung aufweisen.

3. Die Schnittebene durch das Linseninnere nimmt einen S-förmigen Verlauf infolge des kontinuierlich variablen Brechungsindex.
4. Bei Akkommodation ändert sich der Eintrittspunkt des Spaltlichtes in die Linse, da der vordere Linsenpol nach vorne rückt.

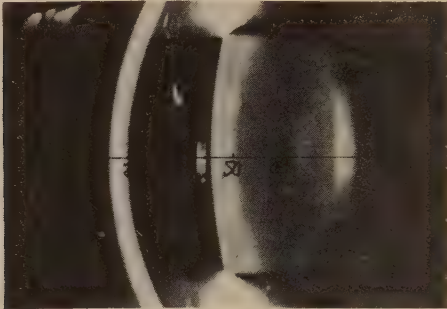


Abb. 5. Spaltlampenphotographie des menschlichen Auges: optisches Schnittbild mit Scharfeinstellung der LVF; Meßokular ist nachträglich eingezeichnet.

Den methodischen Fehler in Punkt 4 kann man vernachlässigen, wie BAUER (2) und GATTERMANN (4) in ihren Arbeiten nachwiesen. Die Methode der Reproduktion des Linsenortes, von B. für diese Arbeit übernommen und zu Beginn dieses Abschnittes beschrieben, ermöglicht eine Konstanthaltung des optischen Schnittes auf  $\pm 0,03$  mm. Bestimmt wurde die Lage des optischen Schnittes am Eintrittspunkt des Spaltlichtes in die Cornea, der sich auch bei Akkommodation nicht änderte und auf den Spaltbildern exakt ausgemessen werden konnte.

BAUER schreibt:

"Bei einer Änderung des Eintrittspunktes E des Spaltbündchels in die Cornea um  $\pm 0,5$  mm ändert sich der scheinbare Radius der LVF um ca.  $\pm 4$  % seines Wertes

Ort der LVF um ca.  $\pm 8$  % seines Wertes.

Er kann aber auf  $\pm 0,03$  mm reproduziert werden, es ändert sich dadurch also der scheinbare

Radius der LVF um ca.  $\pm 0,25$  % seines Wertes

Ort der LVF um ca.  $\pm 0,5$  % seines Wertes.

Mit Hilfe der angegebenen Methode lassen sich Ort und Radius einer brechenden Trennfläche der Linse mit einer Genauigkeit von  $\pm 0,25$  % (Linsenkapsel bei gleichem Akkommodationszustand der Bilder) bis ca.  $\pm 5$  % (Embronal kernzonen bei einem Unterschied von 8 dpt im Akkommodationszustand der Bilder) reproduzieren. Dieser Fehler ist aber stets geringer als der Fehler, der bei der Ausmessung der

Orte und Radien auf den Spaltbildern entsteht, hat also praktisch keinen Einfluß auf die Größe der Versuchsergebnisse."

Mathematisch waren die Fehler 1 - 3 nicht zu erfassen; BAUER konnte in seinen vergleichenden Versuchen am Augenmodell und am lebenden Auge experimentell eine Methode erarbeiten, welche die Umrechnung unserer gemessenen Linsenradien in die tatsächlichen Größen ermöglicht.

#### Filmmaterial

Zwei Schwarz-Weiß Kleinbildfilme mit der nötigen Lichtempfindlichkeit standen zur Verfügung.

1. Ilford HPS (30 Din)

2. Agfa Isopan Rekord (29 - 31 Din)

Etwa ein Drittel der Aufnahmen wurden mit dem Ilford HPS gemacht, dessen Negative eine deutliche Hell-Dunkel Grenze unterscheiden ließen infolge des dunklen Tones aller belichteten Teilchen. Im Vergleich zum Agfa Isopan Rekord, dessen Negative einen helleren Grauton aufweisen, war aber sein Korn gröber. Bei der Auswertung machte sich die Grobkörnigkeit in einer unschärferen Konturenbegrenzung bemerkbar, da das Negativ bei der Projektion ca. 50-fach vergrößert wurde. Für diese Arbeit erwies sich der Agfa Isopan Rekord als der geeignetere Film.

Entwickler: Tetenal Ultrafin flüssig

Lösung 1 + 5

Entwicklungszeit:

Ilford HPS: 14 Min. bei 20° C

Agfa Isopan Rekord: 16 Min. bei 20° C.

Die Zeit wurde zur Gewährleistung optimaler Entwicklung um 100 % verlängert.

#### Auswertung

Die Negative wurden gerahmt mit einem Projektionsapparat Praximat mit durchschnittlich 57-facher Vergrößerung auf eine Leinwand projiziert.

Das Maß der Vergrößerung wurde mit einem Negativ, auf dem bekannte Größen aufgenommen waren, festgestellt. Bei der Projektion brauchte man nur die einzelnen Abstände auszumessen und auf ihre natürliche Größe umzurechnen.

Die Berechnung der Linsenradien erfolgte nach dem Satz des Pythagoras. Von einem Kreisausschnitt wird durch Anlegen einer Sehne und der zugehörigen Mittelsenkrechten  $h$  der Radius folgendermaßen berechnet:

$$\begin{aligned}(r - h)^2 + \left(\frac{s}{2}\right)^2 &= r^2 \\ r^2 - 2rh + h^2 + \frac{s^2}{4} &= r^2 \\ 2rh &= h^2 + \frac{s^2}{4} \\ r &= \frac{h}{2} + \frac{s^2}{8h}\end{aligned}$$

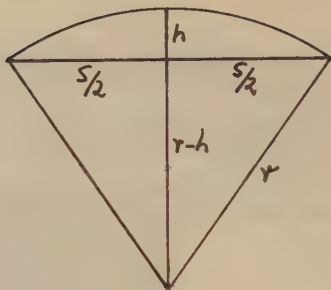


Abb. 6. Berechnung der Krümmungsradien aus Kreis-ausschnitten

Für die Berechnung eines Radius werden 10 verschieden lange Sehnen und deren Mittelsenkrechte ausgemessen; erst nach Bestimmung des Mittelwertes aus 10 Radien wurde durch die Vergrößerung dividiert, um die natürliche Größe zu erhalten.

FINCHAM (3), der ebenso wie TSCHERNING (22) im zentralen Bereich der Linsenvorderfläche einen Lenticonus anterior beschreibt, hält nur Messungen von 3 mm in diesem Bereich für zulässig; unsere Sehnenlängen, die zwischen 15 und 17 cm groß waren und nur im zentralen Bereich der Linsenkrümmungen ausgemessen wurden, lagen bei 57-facher Vergrößerung innerhalb der von FINCHAM angegebenen 3 mm. In gleicher Weise wurden die Radien der Linsenhinterfläche bestimmt.

Das Aufnahmeverfahren mit der Spaltlampe, es wurde mit einem Beleuchtungs- und Aufnahmewinkel von je  $30^\circ$  photographiert, bedingte eine Ellipsenform der Linsenkrümmungen. Zwei Maßnahmen wurden ergriffen, um diesen Fehler bei der Radienberechnung vernachlässigen zu können:

1. Bei der Auswertung wurden für die Sehnenlängen Werte von  $1/20$  -  $1/5$  des Radius genommen, so daß man Ausschnitte von Ellipsen erhielt, die dem Näherungskreis praktisch entsprachen.
2. Innerhalb des zentralen Bereiches der Linse wurden für die Sehnen zehn verschiedene Längen an unterschiedlichen Orten ausgemessen; die anschließende Mittelwertberechnung hob den Fehler, der durch die Ellipsenform der Kreisabschnitte hervorgerufen wird, praktisch auf.

### Untersuchungsergebnisse

Bei allen 30 Augen wurden sowohl die Linsenvorderfläche wie auch die Linsenhinterrfläche bei dem jeweiligen Akkommodationszustand in doppelter Ausführung aufgenommen. Die zweite Aufnahme diente als Sicherheitsfaktor, da auch bei exakter Einstellung des optischen Schnittes am Auge ein Gelingen des Versuches immer von den Probanden abhing. Lid-schlag oder Nachlassen der Konzentrationsfähigkeit der Versuchspersonen mußten u.a. als mögliche Gründe für ein Mißlingen der Aufnahme einbezogen werden.

Die Versuche wurden über eine Akkommodationsbreite von 8 dpt durchgeführt, photographiert wurde bei der Einstellung von 0, 4 und 8 dpt auf dem SCHÖBER'schen Handoptometer.

Ausgemessen wurden bei jedem Akkommodationszustand die Linsenvorderfläche und die Linsenhinterrfläche - die Beschreibung der Scharfeinstellung dieser Abschnitte im optischen Schnitt ist auf Seite 11 erläutert.

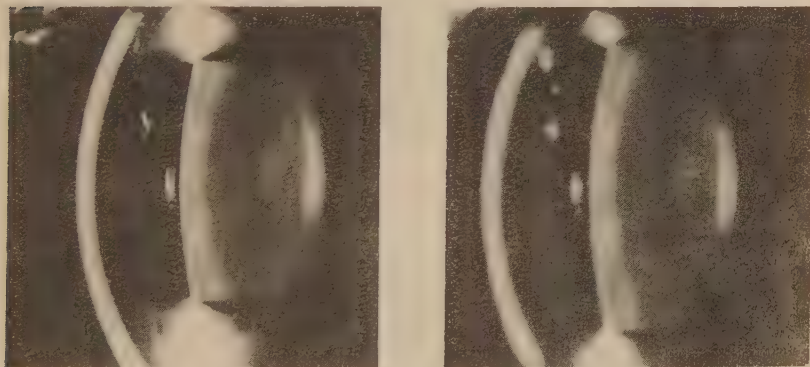


Abb. 7. a + b optischer Schnitt durch das Auge  
a Linsenvorderfläche; b Linsenhinterrfläche

Am Beispiel der Berechnung des Krümmungsradius einer Linsenfläche möchte ich die Methode, nach der in dieser Arbeit die Radien bestimmt wurden, erläutern, um mich bei den folgenden Ausführungen auf die Darstellung der Ergebnisse beschränken zu können. Alle Rechnungen wurden mit Rechenschiebergenauigkeit durchgeführt.

Erklärung der im Folgenden verwendeten Bezeichnungen:

s = Sehnenlänge

h = Mittelsenkrechte auf die Sehne

x = errechneter Radius

$M=r'$  = Mittelwert des Radius  
 $\sigma$  = Streubreite der Einzelwerte  $x$   
 $r$  = auf Normalgröße umgerechneter Radius  
 $\sigma$  = Streubreite der Einzelwerte  $x$ , auf Normalgröße umgerechnet  
 $\bar{\sigma}$  = mittlere Fehler des Radius  $r$   
 $n$  = Anzahl der Einzelwerte einer Meßreihe

Tab. 3: Krümmungsradiusberechnung der Linsenhinterrfläche der VP 1 bei Akkommodation von 4 dpt:

| s   | h   | x     | x-M | $(x-M)^2$       |
|-----|-----|-------|-----|-----------------|
| mm  | mm  | mm    | mm  | mm <sup>2</sup> |
| 160 | 6,5 | 495   | - 5 | 25              |
| 185 | 8,5 | 507   | + 7 | 49              |
| 170 | 7   | 519   | +19 | 361             |
| 165 | 7   | 488   | -12 | 144             |
| 175 | 7,5 | 514   | +14 | 196             |
| 180 | 8   | 510   | +10 | 100             |
| 160 | 6,5 | 495   | - 5 | 25              |
| 170 | 7,5 | 481   | -19 | 361             |
| 175 | 8   | 482   | -18 | 324             |
| 185 | 8,5 | 507   | + 7 | 49              |
|     |     | 4988  |     | 1634            |
|     |     | ===== |     | =====           |

$$M = r' = 499 \text{ mm}$$

$$r = 8,52 \text{ mm}$$

$$\sigma' = \sqrt{\frac{\sum (x-M)^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{16,34}{9}} = 13,5 \text{ mm}$$

$$\sigma = 0,23 \text{ mm}$$

$$\bar{\sigma} = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} = \frac{0,23}{\sqrt{10}} = 0,048$$

$$\begin{aligned} \text{Relativer Fehler: } \bar{\sigma} &= 0,6 \% \\ \sigma \text{ in } \%: \sigma &= 2,7 \% \end{aligned}$$

Von  $h$  und  $s$  wurden jeweils 5 - 10 Messungen durchgeführt, der Radius  $x$  wurde aus beiden Größen nach der Formel:

$$r = \frac{h}{2} + \frac{s^2}{8h} \text{ berechnet.}$$

Der Mittelwert aus den errechneten Radien  $x$  ergab nach Umrechnung auf Normalgröße = Division durch die Vergrößerung, mit der das Dia auf die Leinwand projiziert wurde, den entgültigen Radius.

Die Umrechnung auf Normalgröße bei der sich anschließenden Fehlerrechnung wurde erst zum Schluß durchgeführt, da sonst durch die Ableseungenauigkeit des Rechenschiebers eine zusätzliche Fehlerquelle entstanden wäre. Für die Streubreite der Einzelwerte ergab  $\bar{\sigma} = 2,7 \%$ , für den mittleren Fehler des Mittelwertes  $\bar{\sigma} = 0,6 \%$ .

Um die Fehlergröße, die beim Auswerten der Dias entstehen kann, rechnerisch zu erfassen, wurde eine Vergleichsmessung durchgeführt. Die Krümmungsradien der Linsenvorderfläche und der Linsenhinterfläche einer Versuchsperson (VP 9) werteten wir bei allen Akkommodationszuständen mit 57,4-facher Vergrößerung durch die Projektion aus, die Vergleichswerte erhielten wir bei 45,1-facher Vergrößerung. Jedes Dia wurde bei dieser Versuchsreihe zweimal mit unterschiedlichen Projektionsmaßstab ausgemessen, aber unter gleichen Bedingungen.

Die Methode der Radiusbestimmung wurde unverändert beibehalten, weshalb wir für jede Akkommodationseinstellung zwei vergleichbare Werte erhalten.

Den jeweiligen Radius errechneten wir als Mittelwert aus 5 Einzelmessungen, wie aus der folgenden Tabelle ersichtlich ist.

Tab. 4. Berechnung des Krümmungsradius der Linsenvorderfläche (VP 9) bei 8 dpt Akkommodation.

Vergrößerung: a. 57,4-fach  
b. 45,1-fach

| a. | s   | h   | x      | (x-M)  | (x-M) <sup>2</sup> |
|----|-----|-----|--------|--------|--------------------|
|    | mm  | mm  | mm     | mm     | mm <sup>2</sup>    |
|    | 165 | 6   | 570    | + 10,9 | 119                |
|    | 185 | 7,5 | 573,7  | + 7,2  | 51,9               |
|    | 160 | 5,5 | 586,2  | - 5,3  | 28                 |
|    | 175 | 6,5 | 592,2  | - 11,3 | 128                |
|    | 180 | 7   | 582,5  | - 1,6  | 2,56               |
|    |     |     | 2904,6 |        | 329,46             |
|    |     |     | =====  |        | =====              |

$$M = r' = 580,9 \text{ mm}; \quad r = 580,9 : 57,4 = 10,1 \text{ mm}; \quad 3\bar{\sigma} = 0,21 \text{ mm}$$

$$\bar{\sigma}' = 9,1 \text{ mm}; \quad \bar{\sigma} = 0,16 \text{ mm}; \quad \bar{\sigma} = 1,6 \%; \quad \bar{\sigma} = 0,07 \text{ mm}; \quad \bar{\sigma} = 0,69 \%$$

| b. | s   | h   | x      | (x-M)  | (x-M) <sup>2</sup> |
|----|-----|-----|--------|--------|--------------------|
|    | mm  | mm  | mm     | mm     | mm <sup>2</sup>    |
|    | 150 | 6   | 470,8  | + 10,5 | 114                |
|    | 160 | 7   | 459,5  | - 0,8  | 0,64               |
|    | 140 | 5,5 | 447,7  | - 12,6 | 159                |
|    | 155 | 6,5 | 464,2  | + 3,9  | 15,2               |
|    | 160 | 7   | 459,5  | - 0,8  | 0,64               |
|    |     |     | 2301,9 |        | 289,48             |
|    |     |     | =====  |        | =====              |

$$M = r' = 460,3 \text{ mm}; \quad r = 460,3 : 45,1 = 10,21 \text{ mm}; \quad 3\bar{\sigma} = 0,24 \text{ mm}$$

$$\sigma' = 8,5 \text{ mm}; \quad \sigma' = 0,18 \text{ mm}; \quad \sigma' = 1,76 \text{ \%}; \quad \bar{\sigma} = 0,08 \text{ mm}; \quad \bar{\sigma} = 0,78 \text{ \%}$$

Für die Signifikanz zweier Meßreihen gilt: Ein Mittelwert ist mit einem unter gleichen Bedingungen gefundenen anderen Mittelwert dann signifikant gleich, wenn der Abstand zwischen beiden innerhalb der  $3\bar{\sigma}$  Grenze liegt. In unserem Fall liegt der Radius b mit 10,21 mm innerhalb der  $3\bar{\sigma}$  Grenze des Radius a.

$$\text{Radius a} + 3\bar{\sigma} = 10,1 \text{ mm} + 0,23 \text{ mm} = 10,33 \text{ mm}$$

$$\text{Radius a} - 3\bar{\sigma} = 10,21 \text{ mm} - 0,23 \text{ mm} = 9,98 \text{ mm}$$

Die beiden Größen  $\sigma$  und  $\bar{\sigma}$  wurden in absoluten Werten bestimmt um das für die Signifikanzbestimmung entscheidende  $3\bar{\sigma}$  zu erhalten. Die Streubreite der Einzelwerte  $\sigma$  beträgt 1,6 %, der mittlere Fehler des Mittelwertes  $\bar{\sigma} = 0,7 \text{ \%}$ , bei der 57,4-fachen Vergrößerung, im zweiten Fall errechneten wir für  $\sigma = 1,7 \text{ \%}$ ,  $\bar{\sigma} = 0,78 \text{ \%}$ . Die Angabe von  $\sigma$  und  $\bar{\sigma}$  in Prozent, wir setzen den Mittelwert gleich 100 %, bietet einen besseren Überblick über die Streubreite der Einzelwerte und des Mittelwertes.

Aus der folgenden Gegenüberstellung der Ergebnisse beider Meßreihen ist klar ersichtlich, daß die zwei entsprechenden Radien bei allen Akkommodationszuständen signifikant gleich sind, d.h. innerhalb der  $3\bar{\sigma}$  Grenze liegen.

Tab. 5. Vergleichsmessung: Krümmungsradien der Linsenvorderfläche und Linsen hinterfläche (VP 9) bei Akkommodation (V = Vergrößerung)

|         | entakk. |        | 4 dpt. |        | 8 dpt. |        |
|---------|---------|--------|--------|--------|--------|--------|
| V       | 57,4 x  | 45,1 x | 57,4 x | 45,1 x | 57,4 x | 45,1 x |
| LVF     |         |        |        |        |        |        |
| r (mm)  | 13,7    | 13,8   | 11,4   | 11,22  | 10,1   | 10,21  |
| 3σ (mm) | 0,38    | 0,44   | 0,35   | 0,44   | 0,21   | 0,24   |
| σ (%)   | 2,19    | 2,39   | 2,24   | 2,94   | 1,6    | 1,76   |
| σ̄ (%)  | 0,93    | 1,6    | 1,05   | 1,33   | 0,69   | 0,78   |
| LHF     |         |        |        |        |        |        |
| r (mm)  | 8,6     | 8,64   | 7,31   | 7,32   | 6,54   | 6,57   |
| 3σ (mm) | 0,3     | 0,04   | 0,28   | 0,05   | 0,39   | 0,06   |
| σ (%)   | 2,26    | 2,8    | 2,2    | 0,44   | 3,61   | 0,55   |
| σ̄ (%)  | 0,94    | 0,76   | 1      | 0,19   | 1,57   | 0,24   |

Die Fehlerberechnung der Tab. 5 beweist, daß die Methode der Bildauswertung keinen großen Fehlerquellen unterworfen ist. Gemessen wurden jeweils der Außenradius der Linsenvorder- bzw. Linsen hinterkapselfläche, da er deutlicher abzugrenzen war. Wir untersuchten bei den Akkommodationszuständen 0, 4 und 8 dpt, da bei 2 dpt Akkommodationsdifferenz die Änderungen der Linsenkrümmungen oft nur geringfügig waren.

Wie schon auf Seite 11 festgestellt wurde, sind die auf den Photographien sichtbaren Linsenradien infolge der Aufnahmetechnik mit der Spaltlampe Fehlerquellen unterworfen, die technisch, wie auch rechnerisch nicht zu korrigieren waren. Wir bezeichnen deshalb diese Radien als scheinbare Radien. BAUER (2) ermöglichte durch seine Versuche am Augenmodell die Umrechnung dieser scheinbaren Radien in ihre tatsächliche Größe.

B. verwandte bei seinen Untersuchungen ein Modellauge, entsprechend GULLSTRAND's Werten gebaut. Die Fa. Titmus Euprocon fertigte speziell für seine Versuche Kontaktlinsen aus Kunststoff, die zu einem dem menschlichen Auge gleichenden Körper zusammengefügt wurden. 50%-ige Rohrzuckerlösung mit einem Brechungsindex von 1,43 wurde in die Linse gefüllt, als Kammerwasser diente 2,5 % Rohrzuckerlösung mit einem Brechungsindex von 1,3365. Dieses Augenmodell wurde so an der Spaltlampe befestigt, daß es wie das Auge einer Versuchsperson untersucht und photographiert werden konnte.

BAUER beschreibt seine Ergebnisse:

"Die entakkommodierte Linse mit den wirklichen Werten für die LVF: Radius 10,0 und für die LHF: Radius 6,0 mm zeigt im Spaltbild folgende scheinbare Werte:

LVF: Radius 14,55 mm  
LHF: Radius 8,09 mm

Die akkommodierte Linse (12 dpt) mit den wirklichen Werten für die LVF: Radius = 5,33 mm und für die LHF: Radius = 5,33 mm zeigt im Spaltbild folgende scheinbaren Werte:

LVF: Radius = 6,87 mm

LHF: Radius = 7,26 mm

Es ergeben sich also bei Akkommodation auf 12 dpt im Spaltbild folgende scheinbaren Veränderungen:

Der Radius der LVF wird um 53 % kleiner (tatsächlich 47 %)

Der Radius der LHF wird um 10 % kleiner (tatsächlich 11 %)."

B. konnte direkt aus diesen Versuchsergebnissen Korrekturfaktoren errechnen, welche die Bestimmung der tatsächlichen Größen der scheinbaren Radien auf den Spaltbildern ermöglichen. Für 0 und 12 dpt Akkommodation haben sie folgende Größe:

#### entakkommodierte Linse

LVF: wirklicher Radius = scheinbarer Radius . 0,6873

LHF: wirklicher Radius = scheinbarer Radius . 0,7416

#### akkommodierte Linse (12 dpt)

LVF: wirklicher Radius = scheinbarer Radius . 0,7757

LHF: wirklicher Radius = scheinbarer Radius . 0,7341

Diese Umrechnungsfaktoren besitzen für den jeweiligen Akkommodationszustand und getrennt für die LVF und LHF eine unterschiedliche Größe; B. bestimmte diese Werte experimentell nur für 0 und 12 dpt. Akkommodation. Der Korrekturfaktor für den Refraktionswert von 8 dpt. müßte nach BAUER und GÄTTERMANN (4) zwischen den entsprechenden Faktoren für 0 und 12 dpt liegen.

Nimmt man weiterhin an die Beziehungen zwischen Reziprokwert des Radius und dem Akkommodationszustand haben zwischen den Faktoren für 0 und 12 dpt einen linearen Verlauf, so läßt sich der Faktor für die Refraktionsgröße von 8 dpt durch Interpolieren ermitteln. Da sich die Korrekturfaktoren für 0 und 12 dpt bei der LVF nur um einen Wert von 0,08, bei der LHF um 0,007 unterscheiden, würde ein kurvenförmiger Verlauf auch keine allzu große Abweichung von dieser hypothetischen Geraden ergeben.

Durch Interpolation erhalten wir für 8 dpt Akkommodation folgende Korrekturfaktoren:

LVF: wirklicher Radius = scheinbarer Radius . 0,7462

LHF: wirklicher Radius = scheinbarer Radius . 0,7366

Für 4 dpt Akkommodation ergibt sich demnach:

LVF: wirklicher Radius = scheinbarer Radius . 0,7167

LHF: wirklicher Radius = scheinbarer Radius . 0,7391

Der Korrekturfaktor hat also für die verschiedenen Akkommodationszustände diese Werte:

|        | LVF    | LHF    |
|--------|--------|--------|
| 0 dpt  | 0,6873 | 0,7416 |
| 4 dpt  | 0,7167 | 0,7391 |
| 8 dpt  | 0,7462 | 0,7366 |
| 12 dpt | 0,7757 | 0,7341 |

Nach Umrechnung der Linsenradien in die tatsächlichen Größenverhältnisse schlossen wir eine Berechnung der Brechkraft an zur Ermittlung des jeweiligen Akkommodationszustandes in dpt.

Ist  $r_1$  = Radius der LVF  
 $r_2$  = Radius der LHF  
 $n_2$  = Brechungsindex der Linse ( $n_2 = 1,4081$ )  
 $n_1$  = Brechungsindex von Glaskörper und Kammerwasser ( $n_1 = 1,3365$ )

so können wir nach der Formel:

$$\frac{1}{f} = \left( \frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right) \cdot (n_2 - n_1) \text{ die Brechkraft}$$

des Linsensystems bestimmen.

Bei folgender Tabelle wurde zur rechnerischen Vereinfachung direkt aus den scheinbaren Radien die Brechkraft des Linsensystems bestimmt.

Tab.: 6: Krümmungsradien von LVF und LHF und Größe der Brechkraft des Linsensystems

|     |            | 0 dpt | 4 dpt | 8 dpt |
|-----|------------|-------|-------|-------|
| 1.  | r LVF (mm) | 14,7  | 12,32 | 9,25  |
|     | r LHF (mm) | 8,95  | 7,65  | 6,38  |
|     | D (Luft)   | 17,9  | 20,75 | 25,55 |
| 2.  | r LVF (mm) | 13,8  | 11,2  | 9,1   |
|     | r LHF (mm) | 8,43  | 7,22  | 6,12  |
|     | D (Luft)   | 19,03 | 22,38 | 26,45 |
| 3.  | r LVF (mm) | 15,2  | 12,6  | 10,4  |
|     | r LHF (mm) | 9,1   | 7,95  | 6,75  |
|     | D (Luft)   | 17,5  | 20,15 | 23,55 |
| 4.  | r LVF (mm) | 13,6  | 11,1  | 9,25  |
|     | r LHF (mm) | 8,8   | 7,55  | 6,4   |
|     | D (Luft)   | 18,65 | 21,8  | 25,5  |
| 5.  | r LVF (mm) | 12,8  | 10,25 | 9,05  |
|     | r LHF (mm) | 8,5   | 7,25  | 6,56  |
|     | D (Luft)   | 19,45 | 23,05 | 25,35 |
| 6.  | r LVF (mm) | 14,1  | 11,5  | 9,6   |
|     | r LHF (mm) | 8,48  | 7,25  | 6,35  |
|     | D (Luft)   | 18,8  | 22,25 | 25,3  |
| 7.  | r LVF (mm) | 13,2  | 10,98 | 9,75  |
|     | r LHF (mm) | 8,24  | 7,35  | 6,4   |
|     | D (Luft)   | 19,65 | 22,3  | 25,05 |
| 8.  | r LVF (mm) | 14,8  | 11,78 | 9,75  |
|     | r LHF (mm) | 8,35  | 7     | 6,05  |
|     | D (Luft)   | 18,65 | 22,35 | 25,85 |
| 9.  | r LVF (mm) | 13,7  | 11,4  | 10,1  |
|     | r LHF (mm) | 8,6   | 7,31  | 6,54  |
|     | D (Luft)   | 18,85 | 22    | 24,4  |
| 10. | r LVF (mm) | 14,5  | 11,75 | 10,1  |
|     | r LHF (mm) | 8,9   | 7,48  | 6,7   |
|     | D (Luft)   | 18,1  | 21,45 | 23,98 |
| 11. | r LVF (mm) | 13,35 | 10,5  | 8,97  |
|     | r LHF (mm) | 9,25  | 7,8   | 6,95  |
|     | D (Luft)   | 18,25 | 21,9  | 24,7  |
| 12. | r LVF (mm) | 14,65 | 12,3  | 10,4  |
|     | r LHF (mm) | 9,02  | 8     | 6,8   |
|     | D (Luft)   | 17,82 | 20,3  | 23,5  |

|     |            | 0 dpt | 4 dpt | 8 dpt |
|-----|------------|-------|-------|-------|
| 13. | r LVF (mm) | 13,8  | 11,2  | 9,25  |
|     | r LHF (mm) | 8,95  | 7,65  | 6,6   |
|     | D (Luft)   | 18,35 | 21,6  | 25,1  |
| 14. | r LVF (mm) | 15,7  | 12,4  | 10,1  |
|     | r LHF (mm) | 10,6  | 8,85  | 7,6   |
|     | D (Luft)   | 15,8  | 19    | 22,3  |
| 15. | r LVF (mm) | 12,92 | 10,45 | 8,74  |
|     | r LHF (mm) | 7,8   | 6,64  | 5,78  |
|     | D (Luft)   | 20,45 | 24,2  | 27,7  |
| 16. | r LVF (mm) | 13,4  | 10,9  | 9,1   |
|     | r LHF (mm) | 8,28  | 7,12  | 6,2   |
|     | D (Luft)   | 19,5  | 22,75 | 26,15 |
| 17. | r LVF (mm) | 14,4  | 11,3  | 9,63  |
|     | r LHF (mm) | 8,7   | 7,35  | 6,4   |
|     | D (Luft)   | 18,37 | 22    | 25,18 |
| 18. | r LVF (mm) | 13,1  | 10,8  | 9,3   |
|     | r LHF (mm) | 8,4   | 7,1   | 6,38  |
|     | D (Luft)   | 19,50 | 22,9  | 25,5  |
| 19. | r LVF (mm) | 13,2  | 10,4  | 8,95  |
|     | r LHF (mm) | 8,7   | 7,25  | 6,4   |
|     | D (Luft)   | 19    | 23    | 25,9  |
| 20. | r LVF (mm) | 12,8  | 10,4  | 9,16  |
|     | r LHF (mm) | 7,5   | 6,47  | 5,76  |
|     | D (Luft)   | 21    | 24,6  | 27,25 |
| 21. | r LVF (mm) | 15,2  | 11,8  | 10,0  |
|     | r LHF (mm) | 9,72  | 8     | 7,1   |
|     | D (Luft)   | 16,75 | 20,55 | 23,3  |
| 22. | r LVF (mm) | 13,35 | 11,2  | 9,4   |
|     | r LHF (mm) | 8,87  | 7,65  | 6,64  |
|     | D (Luft)   | 18,7  | 21,6  | 24,8  |
| 23. | r LVF (mm) | 14,4  | 11,3  | 9,2   |
|     | r LHF (mm) | 9,8   | 8,2   | 7,05  |
|     | D (Luft)   | 17,15 | 20,64 | 24,15 |
| 24. | r LVF (mm) | 12,9  | 10,55 | 9,3   |
|     | r LHF (mm) | 7,98  | 6,94  | 6,14  |
|     | D (Luft)   | 20,2  | 23,38 | 26,18 |
| 25. | r LVF (mm) | 13,6  | 10,9  | 9,35  |
|     | r LHF (mm) | 9,03  | 7,7   | 6,8   |
|     | D (Luft)   | 18,38 | 21,75 | 24,55 |

|     |            | 0 dpt | 4 dpt | 8 dpt |
|-----|------------|-------|-------|-------|
| 26. | r LVF (mm) | 12,4  | 9,75  | 8,35  |
|     | r LHF (mm) | 8,32  | 6,9   | 6,07  |
|     | D (Luft)   | 20    | 24,3  | 27,5  |
| 27. | r LVF (mm) | 12,7  | 10,3  | 9     |
|     | r LHF (mm) | 7,6   | 6,46  | 5,7   |
|     | D (Luft)   | 20,9  | 24,7  | 27,7  |
| 28. | r LVF (mm) | 13,2  | 10,5  | 8,62  |
|     | r LHF (mm) | 8,54  | 7,2   | 6,15  |
|     | D (Luft)   | 19,22 | 23    | 26,9  |
| 29. | r LVF (mm) | 13,4  | 10,45 | 8,7   |
|     | r LHF (mm) | 7,8   | 6,4   | 5,64  |
|     | D (Luft)   | 20,2  | 24,65 | 28,24 |
| 30. | r LVF (mm) | 14,3  | 11,15 | 9,5   |
|     | r LHF (mm) | 8,9   | 7,4   | 6,68  |
|     | D (Luft)   | 18,1  | 22    | 24,65 |

Der Beobachtungs- und Beleuchtungswinkel betrug bei allen Aufnahmen je 30°; vor jeder Untersuchung wurde die Aufnahmeapparat der Spaltlampe von neuem genauestens eingestellt.

An Hand eines Beispielles möchten wir demonstrieren, inwieweit sich die Umrechnung der scheinbaren Radien in die tatsächlichen Größenverhältnisse auf die prozentuelle Veränderung von LVF und LHF bei Akkommodation auswirkt. Die Werte der Versuchsperson 2, in der Tabelle 7 aufgezeichnet, zeigen deutlich, daß die Wölbungsänderung der LVF nach Korrektur sich verringert, während die LHF eine geringfügige Zunahme aufweist. Als Grundlage bei der Berechnung der prozentuellen Änderung dient die Linse im entakkommodierten Zustand, die gleich 100 % gesetzt wird.

Tab. 7. Scheinbare und tatsächliche Krümmungsradien beider Linsenflächen mit Aufzeichnung der prozentuellen Änderung bei Akkommodation:

|                              | 0 dpt | 4 dpt | 8 dpt |
|------------------------------|-------|-------|-------|
| LVF: scheinbarer Radius (mm) | 13,8  | 11,2  | 9,1   |
| Änd. in %                    |       | 19    | 34    |
| LHF: scheinbarer Radius (mm) | 8,43  | 7,22  | 6,12  |
| Änd. in %                    |       | 14,5  | 27,5  |
| LVF: tatsächlicher Rad. (mm) | 9,5   | 8,02  | 6,8   |
| Änd. in %                    |       | 15,6  | 28,2  |
| LHF: tatsächlicher Rad. (mm) | 6,25  | 5,32  | 4,5   |
| Änd. in %                    |       | 15    | 28    |

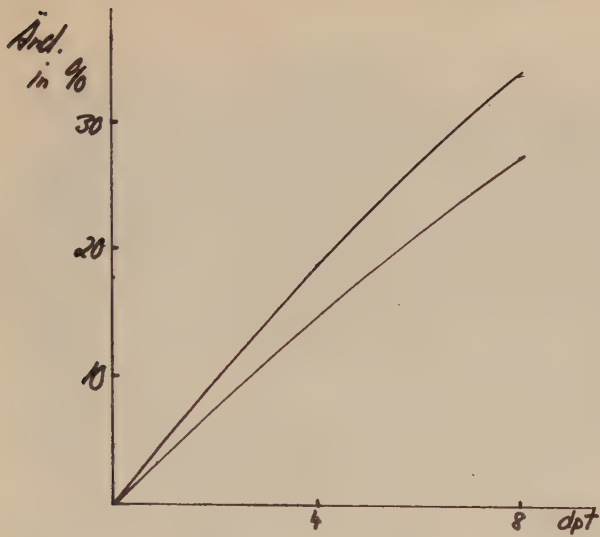


Abb. 8 Änderung der scheinbaren Krümmungsradien in %

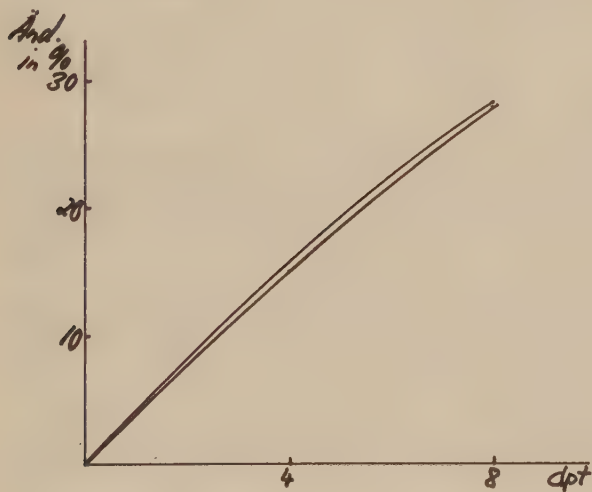


Abb. 9 Änderung der tatsächlichen Krümmungsradien in %

Die Wölbungsänderung der LVF verringert sich von 34 % auf 28,2 %, während sich der Radius der LHF um 0,5 % stärker krümmt, anstatt 27,5 % jetzt um 28 %.

Die Korrekturfaktoren, von BAUER (2) berechnet, bewirken diese Änderung der Größenverhältnisse. Die Linsen hinterfläche ändert tatsächlich bei Akkommodation in ungefähr dem gleichen Maß wie die Linsenvorderfläche ihren Radius, wie es deutlich auf der Abb. 9 zu sehen ist, während die Auswertung der Linsenkrümmungen auf den Diapositiven, d.h. der scheinbaren Radien, eine stärkere Akkommodationswölbung der Vorderfläche erbrachte. Bei Akkommodation auf 4 dtp beträgt die Krümmungsänderung der scheinbaren Radien bei der LVF: 19 %, der LHF: 14,5 %. Nach Korrektur erhalten wir für beide Linsenflächen ein annähernd gleiches Ergebnis mit 15 % (LVF: 15,6 %; LHF: 15 %).

Bei Bestimmung der Brechkraft (VP 2) ermitteln wir eine Steigerung von 19,03 auf 26,45 Dioptrien bei Akkommodation von 0 bis 8 dpt, die Brechkraft des gesamten Linsensystems nahm also um 7,42 Dioptrien zu. Aufgeschlüsselt für LVF und LHF erhalten wir folgende Größen:

Tab.:9: Brechkraft der einzelnen Linsenflächen in Dioptrien (VP 2)

|     | 0 dpt | 4 dpt | 8 dpt |
|-----|-------|-------|-------|
| LVF | 7,55  | 8,9   | 10,55 |
| LHF | 11,48 | 13,48 | 15,9  |

Vergleichen wir die Ergebnisse der Wölbungsänderungen der Linsenvorderfläche wie auch der Linsen hinterfläche aller 30 Augen, so erhalten wir als Mittel nach Umrechnung mit den Korrekturfaktoren für beide Linsenflächen einen Wert von ca. 26 %. Die Linsen hinterfläche ändert bei Akkommodation in ungefähr dem gleichen Maße ihre Krümmung wie die Vorderfläche.

Bei Auswertung der unkorrigierten Radien bestimmten wir im Mittel eine um 6,1 % stärkere Akkommodationswölbung (8 dpt) der Vorderfläche; die scheinbaren Werte betragen hier 31,8 % für die Linsenvorderfläche und 25,7 % für die Linsen hinterfläche.

Die Brechkraftzunahme bei maximaler Akkommodation schwankt zwischen 5,4 und 8 Dioptrien bei allen untersuchten Augen; als Mittelwert errechneten wir eine Zunahme um 6,6 Dioptrien.

### Diskussion

Unsere Untersuchungen verfolgten den Zweck, die Beobachtungen von BAUER (2) und GATTERMANN (4) auf eine breitere Basis zu stellen.

Bestimmt wurden die akkommodativen Veränderungen an den Linsengrenzflächen bei 30 normalsichtigen Augen. Das Durchschnittsalter der Versuchspersonen lag bei 19 Jahren; besonderer Wert bei der Auswahl wurde auf das jugendliche Alter, eine gewisse geistige Reife und gute Konzentrationsfähigkeit gelegt um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. In allen Fällen wurden Versuchsdurchführung und Auswertung gleich gehandhabt. Die Vergleichsmessung der Tab. 5 zeigt, daß der Methode der Bilderauswertung keine großen Fehlerquellen anhaften; der mittlere Fehler des Mittelwertes bewegte sich in der Größenordnung von 1 %. Die mit unterschiedlicher Vergrößerung ausgewerteten Radien waren bei allen Messungen signifikant gleich und lagen innerhalb der 3  $\sigma$  Grenze des zweiten Wertes.

BAUER stellte fest, daß sich Ort und Radius einer brechenden Trennfläche der Linse mit einer Genauigkeit von  $F \pm 0,25$  % bei unserer Methode des optischen Schnittbildes reproduzieren lassen; dieser Fehler ist also wesentlich geringer als der Fehler, der durch die Auswertung entstehen kann.

Bei einer Einstellung von 0,4 und 8 dpt auf dem SCHÖBER'schen Handoptometer untersuchten wir die Radiusänderungen der LVF und LHF. Das Mydriatikum Veritol gestattete in Einzelfällen eine Akkommodation auf 10 dpt, doch war dann auf der Aufnahme nur ein kleiner Linsenflächenausschnitt zu erkennen und ungenügend auszumessen. Durch die Zunahme des axialen Linsendurchmessers wurde ein Großteil der jeweiligen Grenzfläche von der Iris verdeckt. Aus diesem Grund und im Interesse vergleichbarer Ergebnisse legten wir uns auf eine Akkommodationsbreite von 8 dpt fest.

Die Auswertung der Radien auf den Spaltlampenphotographien bei Akkommodation auf 8 dpt ergab eine unterschiedliche Wölbungsänderung beider Linsengrenzflächen - der Unterschied beträgt als errechneter Mittelwert aller untersuchten Augen ca. 6 %, um die sich die Vorderfläche stärker krümmt.

Der Radius der LVF ändert sich im Mittel um 31,8 % bei 8 dpt Akkommodation; der Radius der LHF um 25,7 %. Diese Ergebnisse sind Mittelwerte, wobei wir für die LVF Wölbungsänderungen in einem Bereich zwischen 26 % und 37 % fanden. Die entsprechenden Werte für die LHF liegen zwischen 22,3 % und 28,7 %.

In keinem Fall wurde eine stärkere Krümmungsänderung der Linsen hinterfläche ausgemessen. GATTERMANN (4) kommt bei der Auswertung der scheinbaren Radien zu ähnlichem Ergebnis: bei allen Versuchspersonen ermittelte er eine größere Akkommodative Änderung der Linsen vorderfläche. Nach Korrektur dieser scheinbaren Größen erhalten wir für die Radien Werte, wie sie auch GULLSTRAND (6) und andere Autoren anführen.

BAUER (2), der bei seinen vergleichenden Untersuchungen mit Hohl- und Massivlinsen die Größe dieser Korrekturfaktoren ermittelte, schuf erst die Voraussetzung für eine Auswertung von Spaltlampenphotographien. Er fand für den Bereich der Linsenvorderfläche, daß die scheinbaren Radien größer sind als die tatsächlichen, als Folge davon auch die prozentuelle Krümmungsänderung tatsächlich geringer ist als auf den Spaltbildern ausgemessen wird. Für den Bereich der Linsenrückfläche ermittelte er auch größere scheinbare Radien; die prozentuelle Wölbungsänderung der Rückfläche nimmt nach Korrektur aber um einen geringen Betrag sogar zu.

Zum gleichen Ergebnis gelangten wir: vergleichen wir die scheinbare Änderung der Linsenvorderfläche bei maximaler Akkommodation, erhalten wir einen Mittelwert von 31,8 %, korrigiert beträgt er aber 26,2 %. Im Bereich der Linsenhinterfläche sieht es folgendermaßen aus: während die scheinbare Wölbungsänderung bei maximaler Akkommodation im Mittel 25,7 % ausmacht, erfährt sie nach Korrektur eine Verringerung auf 26 %.

Die Begründung für dieses unterschiedliche Verhalten beider Linsengrenzflächen finden wir bei den Korrekturfaktoren, die getrennt für Linsenvorderfläche und -hinterfläche bei jedem Akkommodationszustand eine bestimmte Größe haben. Während der Korrekturfaktor für die Linsenvorderfläche von 0,6873 (0 dpt Akk.) auf 0,7757 (12 dpt Akk.) ansteigt, stellen wir für den Bereich der Linsenhinterfläche eine Verringerung von 0,7416 (0 dpt Akk.) auf 0,7341 (12 dpt Akk.) fest.

Die tatsächlichen Radien sind also stets um etwa ein Drittel kleiner als sie auf den Spaltbildern ausgemessen werden.

Wir konnten nach Korrektur unserer scheinbaren Radien in nahezu jedem Einzelfall zu der Feststellung kommen, daß Linsenvorderfläche wie auch Linsenhinterfläche in etwa gleichem Umfang bei Akkommodation ihren Krümmungsradius verkleinern; das bezieht sich sowohl auf die Einstellung bei 4 dpt als auch bei 8 dpt Akkommodation.

Als mittlere Wölbungsänderung aller untersuchten Augen errechneten wir einen Wert von rund 26 % bei maximaler Akkommodation.

Dieses Ergebnis stimmt mit den Beobachtungen von BAUER und GATTERMANN überein, die beide eine annähernd gleiche akkommodative Wölbungsänderung für LVF und LHF herausfanden.

GATTERMANN untersuchte einen kleinen Personenkreis und stellte fest:

"So liegt die scheinbare Änderung des Krümmungsradius der Linsenvorderfläche zwischen 26,7 und 41,4 %, während die scheinbare Wölbungsänderung der Hinterfläche in diesem Akkommodationsbereich zwischen 21,2 und 29,6 % schwankt." Nach Umrechnung mit den Korrekturfaktoren kommt G. zu folgender Ergebnis: "Es sieht also aufgrund der in dieser Arbeit durchgeführten und durch den Modellversuch von

BAUER bestätigten Untersuchungen so aus, als ob sich bei Akkommodation nicht nur die Wölbung der Linsenvorderfläche, sondern etwa im selben Größenbereich auch die Wölbung der Linsen hinterfläche verstärken würde."

Zusätzlich beobachtete G. die akkommodativen Veränderungen der innen gelegenen Linsenzonen, die in ähnlichem, aber geringerem Umfang als die Linsengrenzflächen ihren Radius verkleinern, und die Verschiebung der vorderen und hinteren Linsenfläche bei Akkommodation und schreibt:

"Aufgrund dieser Untersuchungen hat es also den Anschein, als ob bei der Naheinstellung nicht nur durch die sich mehr nach vorne wölbenden Linsenvorderfläche der zentrale Bereich der vorderen Augenkammer abgeflacht würde, wie GULLSTRAND behauptet, sondern daß auch in demselben Maß eine Verschiebung nach hinten stattfindet."

Die gleich große Verschiebung der Linse nach vorne und nach hinten erklärt GATTERMANN als Folge der nahezu gleichen Wölbungsänderung von Linsenvorderfläche und -hinterfläche.

Die Ergebnisse G. über die innen gelegenen Linsenzonen und den Ort der Linse wurden in vorliegender Arbeit nicht weiter berücksichtigt, da wir allein akkommodative Veränderungen der Linsengrenzflächen untersuchten.

Die gleich große Wölbungsänderung von LVF und LHF bei Akkommodation, die BAUER und GATTERMANN bei ihren Untersuchungen feststellten, an einem größeren Personenkreis von uns bestätigt wurde, steht in Widerspruch zu der von HELMHOLTZ und GULLSTRAND vertretenen Ansicht: die Linsen hinterfläche ändere bei Akkommodation nicht oder nur sehr gering im Vergleich zur Linsenvorderfläche ihren Krümmungsradius.

MEIER (14) kommt in einer Literaturarbeit über die Akkommodation zu dem Ergebnis, daß die Mehrzahl der Autoren mit HELMHOLTZ's Anschauung übereinstimme; bisherige Untersuchungen über die Akkommodation waren auf die Auswertung von PURKINJE-SANSON'schen Spiegelbildchen angewiesen, Arbeiten mit der Spaltlampe werden von M. nicht erwähnt.

BESIO, MAKLAKOW und NORDENSEN (10) erzielten aber schon mit dem Ophthalmophakometer abweichende Resultate: sie stellten Wölbungsänderungen der Linsen hinterfläche um 20 % bei Akkommodation fest. ADAMÜCK und WOINOW (1) beobachteten ähnliches, in einigen Fällen sogar eine größere Änderung der Hinterfläche im Vergleich zur Vorderfläche.

GULLSTRAND (7) ermittelte für das Linsensystem des normalen menschlichen Auges bei Akkommodation von 0 auf 12 dpt eine Brechkraftzunahme von 19,11 auf 33,06 Dioptrien, die Hälfte der Refraktionszunahme von 13,95 Dioptrien berechnete er aus der Änderung der Linsenkrümmungen, die anderen 50 % erklärt G. durch seine Theorie von intrakapsulären Akkommodationsmechanismus der Linse. Die Wölbungsänderung bestimmte G. bei maximaler Akkommodation von 12 dpt mit 47 %, während die Hinterfläche nur um 11 % ihren Krümmungsradius verkleinert.

Berechnen wir den Brechungsindex der Linse des

GULLSTRAND'schen schematischen Auges mit Hilfe der in Tab. 1 angegebenen Werte, so erhalten wir für die entakkommodierte Linse  $n = 1,4081$ , für die auf 12 dpt akkommodierte Linse  $n = 1,4245$ . Nach G. nimmt also der Brechungsindex der Linse um einen Betrag von 0,0164 zu.

Legt man eine annähernd lineare Refraktionszunahme von 0 auf 12 dpt Akkommodation diesen Berechnungen zugrunde, so erhalten wir bei einer Brechkraftszunahme von 13,96 Dioptrien insgesamt eine Brechkraftszunahme von 9,2 Dioptrien bei Akkommodation von 0 - 8 dpt, für den Bereich also, in dem wir vergleichbare Messungen anstellen. Nach G. würde eine Wölbungsänderung der Linsenradien bei 8 dpt Akkommodation eine Refraktionszunahme von 4,6 Dioptrien bedeuten, (Messungen GULLSTRAND's bei dieser Akkommodationseinstellung sind in der Literatur nicht erwähnt.)

Vergleichen wir die Ergebnisse der Brechkraftberechnung vorliegender Arbeit, worin eine Refraktionszunahme bis zu 8 Dioptrien ermittelt wurde bei einem konstanten Brechungsindex der Linse, so können wir die Refraktionszunahme des gesamten Linsensystems allein durch die Radiusänderung der Linsengrenzflächen annehmen ohne Berücksichtigung des GULLSTRAND'schen intrakapsulären Akkommodationsmechanismus.

### Zusammenfassung

Unter gleichen Versuchsbedingungen wurden die akkommodativen Wölbungsänderungen der Linsenkapsel an 30 normal-sichtigen Augen bestimmt; das Durchschnittsalter der Versuchspersonen lag zwischen 19 und 20 Jahren. Als Untersuchungsgerät diente eine Spaltlampe, die eine konstante Darstellung der Linsengrenzflächen im optischen Schnittbild und deren photographische Aufzeichnung ermöglichte. Bei Akkommodationseinstellung von 0, 4 und 8 dpt wurden Aufnahmen der Linsenvorderfläche und Linsenhinterfläche angefertigt und die Größe der Radien bestimmt.

Die Ergebnisse von BAUER (2) und GATTERMANN (4) wurden an einem größeren Personenkreis bestätigt: die Linsenhinterfläche verkleinert in einem viel größeren Maß, als es HELMHOLTZ's und GULLSTRAND's Vorstellung entspricht, ihren Radius bei Akkommodation.

Es wurde festgestellt, daß bei allen untersuchten Augen in etwa gleichem Umfang Linsenvorderfläche wie auch Linsenhinterfläche ihren Krümmungsradius verändern; als Mittelwert der Wölbungsänderung beider Linsengrenzflächen ermittelten wir 26 % bei maximaler Akkommodation.

Die errechneten Refraktionswerte lassen darauf schließen, daß die akkommodative Radiusänderung der Linsengrenzflächen als Erklärung für die Brechkraftszunahme des Linsensystems ausreicht ohne Einschluß des GULLSTRAND'schen intrakapsulären Akkommodationsmechanismus.

Literaturverzeichnis

1. ADAMÜCK, E. und WOINOW, M.: Zur Frage über die Accommodation der Presbyopen. Archiv für Ophthalmologie 16 (1870) 144 - 153
2. BAUER, H.: Inaugural Dissertation: Die Aussagekraft von Messungen des Ortes und des Radius der brechenden Trennflächen des optischen Systems des Auges im Schnittbild der Spaltlampenphotographie. Erlangen 1968
3. FINCHAM: in: MÜTZE, K.: Die Akkommodation des menschlichen Auges. Akademie Verlag Berlin 1956
4. GATTERMANN, H.: Inaugural Dissertation: Die Krümmungsradien der brechenden Trennflächen der Linse im optischen Schnitt der Spaltlampenphotographie am lebenden Auge. Erlangen 1969
5. GOLDMANN, H.: Spaltlampenphotographie und -photometrie. Ophthalmologica (Basel) 98 (1959) 257 - 270
6. GULLSTRAND, A. in: HELMHOLTZ, H.: Handbuch der physiologischen Optik, 3. Auflage, Band 1, 259 - 353 Hamburg und Leipzig, Leopold Voss 1909
7. GULLSTRAND, A.: Wie ich den intrakapsulären Akkommodationsmechanismus fand. Archiv für Augenheilkunde 72 (1912) 169 - 190
8. HELMHOLTZ, H.: Gullstrand, A.: von Kries, J.; Nagel, W.: Handbuch der physiologischen Optik, 3. Auflage, Band 1 Hamburg und Leipzig, Leopold Voss 1909
9. HESS, K.: Die Refraktion und Akkommodation des menschlichen Auges und ihre Anomalien. Graefe - Saemisch: Handbuch der gesamten Augenheilkunde, 3. neubearbeitete Auflage, Leipzig: Engelmann 1910, Kapitel 12
10. KARPE, BESIO, MAKIAKOW, NORDENSEN. Acta Ophthalmologica 10 (1938)
11. KLEIFELD, O. MÜLLER, H. K.: Documenta Ophthalmologica 10 (1956)
12. KNAPP: Archiv für Ophthalmologie 6 Abteilung II (1860) 1 - 52
13. MANDELSTAMM, L. und SCHÖELER, H.: Eine neue Methode zur Bestimmung der optischen Konstanten des Auges. A. von Graefes Archiv für Ophthalmologie 18 (1872) 155 - 185
14. MEIER, E.: Über den derzeitigen Stand des Wissens vom Wesen des Akkommodationsvorganges. Fortschritte der Augenheilkunde 18 (1967) 204 - 244
15. MÜTZE, K.: Die Akkommodation des menschlichen Auges Berlin: Akademie-Verlag 1956
16. NIESEL, P.: Spaltlampenphotographie der Linse für Meßzwecke. Ophthalmologica 152 (1966) 387 - 395

17. NIESEL, P.: Spaltlampenphotographie mit der Haag-Streit - Spaltlampe 900. Ophthalmologica 151 (1966) 489 - 504
18. REICH: Resultate einiger ophthalmometrischer und mikro-optometrischer Messungen. Archiv für Ophthalmologie 20 1. Abteilung (1874) 207 - 224
19. SCHÖBER, H.: Ein Handoptometer für den klinischen Gebrauch. Klin. Monatsblätter für Augenheilkunde 132 (1952) 246 - 248
20. SIEBECK, R.: Die antagonistische Innervation der Akkommodation und die Akkommodationsruhelage. Graefes Archiv für Ophthalmologie 153 (1952) 425 - 450
21. SIEBECK, R.: Optik des menschlichen Auges. Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer 1960
22. TSCHERNING, in Mütze, K.: Die Akkommodation des menschlichen Auges. Berlin: Akademie Verlag 1956



## Lebenslauf

Am 5. März 1942 wurde ich, Cordt Riesenkampff, als drittes Kind des Richters Wolfgang Riesenkampff und seiner Ehefrau Benita, geb. Oebius, in Riga geboren. Ich bin deutscher Staatsbürger und evangelisch-lutherischen Glaubens. 1944 wurde mein Vater, als Offizier der deutschen Wehrmacht, für vermißt erklärt; im gleichen Jahr flüchteten wir vor den Russen aus dem Baltikum nach Süddeutschland.

1948 bis 1950 besuchte ich in Bayreuth die Volksschule; seit 1950 wohne ich in Bamberg und trat 1952 nach Beendigung des 4. Volksschuljahres in das humanistische Neue Gymnasium, Bamberg, ein. 1962 beendete ich mit bestandener Reifeprüfung meine Gymnasialzeit und immatrikulierte mich für die Fachrichtungen Medizin und Zahnmedizin an der Friedrich-Alexander Universität Erlangen. Die naturwissenschaftliche Vorprüfung bestand ich am 5. Mai 1964, die ärztliche Vorprüfung am 10. August 1965.

Wintersemester 1965 studierte ich an der Universität Innsbruck, im folgenden Semester an der Medizinischen Akademie Lübeck, im Wintersemester 1966 an der Universität Innsbruck. Sommersemester 1967 immatrikulierte ich mich an der Friedrich-Alexander Universität Erlangen und legte das medizinische Staatsexamen am 3. Februar 1969 mit Erfolg ab.

Seit Mai 1969 arbeite ich als Medizinalassistent auf der chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Burglenfeld.





## Offsetdruck-Fotodruck

---

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990

---